

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-204923

(P2014-204923A)

(43) 公開日 平成26年10月30日(2014.10.30)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)		
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	372	2H04O		
G02B	23/24	(2006.01)	A61B	1/04	362A	4C161		
H04N	7/18	(2006.01)	G02B	23/24	B	5C054		
			H04N	7/18	M			

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2013-85416 (P2013-85416)
 (22) 出願日 平成25年4月16日 (2013.4.16)

(71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100169856
 弁理士 尾山 栄啓
 (72) 発明者 大瀬 浩司
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内
 Fターム(参考) 2H04O BA11 CA06 CA11 CA12 CA23
 GA02 GA05 GA06 GA11
 4C161 CC06 JJ11 JJ18 LL02 MM05
 NN01 QQ02 QQ09 RR02 RR15
 RR18 RR22 SS03 SS06
 5C054 CC07 EA01 HA12

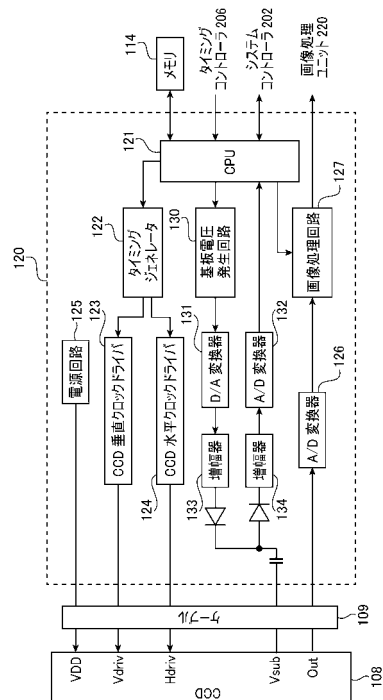
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡および電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡の種類に応じて撮像素子の基板電圧を適切に制御することが可能な電子内視鏡および電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、基板電圧発生手段を制御する制御手段と、を備える電子内視鏡であって、制御手段は、メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する構成とした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、
 前記電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、
 前記撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、
 前記撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、
 前記基板電圧発生手段を制御する制御手段と、
 を備え、
 前記制御手段は、前記メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、前記検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、前記基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする電子内視鏡。

10

【請求項 2】

前記撮像素子と、前記基板電圧発生手段は、長尺のケーブルを介して接続されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記目標基板電圧値は、前記固有情報に含まれる前記撮像素子の種類および前記ケーブルの長さに基づいて求められることを特徴とする、請求項 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記電子内視鏡は、電子シャッタ機能を備えることを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡。

20

【請求項 5】

前記制御手段は、前記電子シャッタ機能が ON である場合のみ、前記基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする、請求項 4 に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記検出手段により検出された基板電圧値に基づいて補正信号を生成し、該補正信号を用いて前記基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする、請求項 4 または 5 に記載の電子内視鏡。

30

【請求項 7】

電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、
 前記電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、
 前記撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、
 前記撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、
 前記基板電圧発生手段を制御する制御手段と、
 を備える電子内視鏡と、
 からなる電子内視鏡システムであって、
 前記制御手段は、前記メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、前記検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、前記基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする電子内視鏡システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内の画像を撮像するための撮像素子を備えた電子内視鏡および電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、患者の体腔内に細径で長尺の挿入部を挿入することにより、対象部位の観察および撮像を行うことができる電子内視鏡が広く用いられている。電子内視鏡の挿入部先端に

50

は撮像素子（ＣＣＤイメージセンサやＣＭＯＳイメージセンサなど）および照明光を体腔内に照射するためのライトガイドが設けられている。対象部位によって反射された光は、撮像素子によって光電変換されて画像信号として出力され、電子内視鏡と接続されるビデオプロセッサを介してモニタに表示される。

【 0 0 0 3 】

また、従来の電子内視鏡では、作業中に電子内視鏡の先端部が観察対象に接近した場合などに、電子シャッタ機能を働かせることによって光量の調整を行い、画像のブレを低減する方法が知られている。特許文献 1 には、電子シャッタ機能を備える電子内視鏡システムが開示されている。電子シャッタ機能においては、フィールド内の任意のタイミングで電荷掃捨パルスを出し、蓄積された電荷をリセットすることで光量の調整が行われる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 1 4 4 1 4 3 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

一般的に、電子シャッタを行う際は、撮像素子の基板電圧が印加されるVsub端子に電荷掃捨パルスが入力される。その結果、電荷掃捨パルスの立ち上がりにより、撮像素子の受光部を構成する各フォトダイオードのアノード-カソード間電位差が無くなり、そこに蓄積されていた電荷が除去される（リセットされる）。その後、電荷掃捨パルスが立ち下ると、電荷の蓄積が再開される。しかしながら、電荷掃捨パルスが入力された後、ある期間に渡って撮像素子の基板電圧が変動してしまうことがある。このような場合、電荷が適切に蓄積されず、取得される画像データにノイズが発生してしまう。また、電子内視鏡は、種類によって撮像素子や体腔内に挿入されるケーブル（可撓管）の仕様（長さなど）が異なる。さらに、ケーブルの仕様によって配線抵抗値や寄生容量値も異なる。そのため、ケーブルによる基板電圧の電圧降下や、電荷掃捨パルス入力時の基板電圧の変動の仕方が、電子内視鏡の種類によって異なってしまう、安定して撮像素子を駆動することが困難となっていた。

20

【 0 0 0 6 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、本発明の目的は、電子内視鏡の種類に応じて撮像素子の基板電圧を適切に制御することが可能な電子内視鏡および電子内視鏡システムを提供することである。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の実施形態によれば、電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、基板電圧発生手段を制御する制御手段と、を備える電子内視鏡が提供される。また、本発明の制御手段は、メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする。

40

【 0 0 0 8 】

この構成によれば、電子内視鏡の種類に応じて撮像素子の基板電圧を制御することが可能となり、共通する制御基板を用いて様々な電子内視鏡に対応することが可能となる。また、検出される基板電圧値に基づいて発生する基板電圧値の調整を行うことにより、基板電圧に変動があった場合も補正することが可能となり、撮像素子を安定して駆動し、ノイズの少ない画像を得ることができる。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の電子内視鏡における撮像素子と、基板電圧発生手段とは、長尺のケーブ

50

ルを介して接続されている。さらに、目標基板電圧値は、固有情報に含まれる撮像素子の種類およびケーブルの長さに基づいて求められても良い。

【0010】

また、本発明の電子内視鏡は、電子シャッタ機能を備えていても良い。この場合、制御手段は、電子シャッタ機能がONである場合のみ、基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する構成としても良い。この構成によれば、電子シャッタの影響による基板電圧の変動を補正することが可能となる。

【0011】

さらに、本発明の制御手段は、検出手段により検出された基板電圧値に基づいて補正信号を生成し、該補正信号を用いて基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する構成としても良い。

10

【0012】

また、本発明により、電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、を備える電子内視鏡と、基板電圧発生手段を制御する制御手段と、からなる電子内視鏡システムが提供される。また、本発明の制御手段は、メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする。

【発明の効果】

20

【0013】

以上のように、本発明によれば、電子内視鏡の種類に応じて撮像素子の基板電圧を適切に制御することができ、安定して撮像素子を駆動することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施形態に係る内視鏡制御部の詳細構成を示すブロック図である。

【図3】図3(a)は検出された基板電圧を示し、図3(b)は補正信号を示し、図3(c)は、補正された基板電圧を示す。

30

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて詳細に説明する。

【0016】

図1は、本発明の実施形態に係る電子内視鏡システム1の概略構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態の電子内視鏡システム1は、電子内視鏡100、電子内視鏡用プロセッサ200およびモニタ300を備えている。

【0017】

電子内視鏡用プロセッサ200は、システムコントローラ202やタイミングコントローラ206を備えている。システムコントローラ202は、メモリ204に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム1の全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ202は、操作パネル208に入力されるユーザ(術者又は補助者)からの指示に応じて、電子内視鏡システム1の各種設定を変更する。タイミングコントローラ206は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡システム1内の各種回路に出力する。

40

【0018】

また、電子内視鏡用プロセッサ200は、電子内視鏡100のLCB(Light Carrying Bundle)102に白色光束である照明光を供給する光源装置230を備えている。光源装置230は、ランプ232、ランプ電源234、集光レンズ236及び調光装置240を備えている。ランプ232は、ランプ電源234から駆動電力の供給を受けて照明光を

50

放射する高輝度ランプであり、例えば、キセノンランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ又はハロゲンランプが使用される。ランプ 232 が放射した照明光は、集光レンズ 236 により集光された後、調光装置 240 を介して LCB 102 に導入される。

【0019】

調光装置 240 は、システムコントローラ 202 の制御に基づいて LCB 102 に導入する照明光の光量を調整する装置であり、絞り 242、モータ 243 及びドライバ 244 を備えている。ドライバ 244 は、モータ 243 を駆動するための駆動電流を生成して、モータ 243 に供給する。絞り 242 は、モータ 243 によって駆動され、照明光が通過する開口を変化させて、開口を通過する照明光の光量を調整する。

【0020】

入射端から LCB 102 に導入された照明光は、LCB 102 内を伝播し、電子内視鏡 100 の先端に配置された LCB 102 の出射端から出射して、配光レンズ 104 を介して被写体に照射される。被写体からの反射光は、対物レンズ 106 を介して CCD (Charge-Coupled Device) 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

【0021】

CCD 108 は、各種フィルタが受光面に配置された単板式カラー CCD イメージセンサであり、受光面上で結像した光学像に応じた 3 原色 R, G, B 各色の撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、内視鏡制御部 120 においてデジタル画像信号に変換され、電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 に送られる。また、内視鏡制御部 120 は、メモリ 114 (ROM または不揮発性メモリ) にアクセスして電子内視鏡 100 の固有情報を読み出す。メモリ 114 に記録される電子内視鏡 100 の固有情報には、例えば CCD 108 の画素数、感度、動作可能なフレームレート、および後述する基板電圧値等が含まれる。内視鏡制御部 120 は、メモリ 114 から読み出した固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

【0022】

システムコントローラ 202 は、電子内視鏡 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 202 は、生成した制御信号を用いて、電子内視鏡用プロセッサ 200 に接続された電子内視鏡 100 に適した処理がなされるように、電子内視鏡用プロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【0023】

タイミングコントローラ 206 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、内視鏡制御部 120 および画像処理ユニット 220 にクロックパルスを供給する。また、本実施形態の電子内視鏡システム 1 は電子シャッタ機能を備えており、タイミングコントローラ 206 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、内視鏡制御部 120 へ電荷掃捨パルスを出力する。

【0024】

電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 は、システムコントローラ 202 による制御の下、電子内視鏡 100 の内視鏡制御部 120 から送られてくる画像信号に基づいて内視鏡画像等をモニタ表示するためのビデオ信号を生成し、モニタ 300 に出力する。術者は、モニタ 300 に表示された内視鏡画像を確認しながら例えば消化管内の観察や治療を行う。

【0025】

続いて、図 2 を参照して、本実施形態における CCD 108 の駆動制御について詳述する。図 2 は、電子内視鏡 100 内部における CCD 108 および内視鏡制御部 120 の詳細構成を示すブロック図である。内視鏡制御部 120 は、電子内視鏡 100 の接続部内に設けられ、長尺 (例えば 2 m) のケーブル 109 を介して CCD 108 と接続されている。図 2 に示すように、内視鏡制御部 120 は、CPU (Central Processing Unit) 121、タイミングジェネレータ 122、CCD 垂直クロックドライバ 123、CCD 水平クロックドライバ 124、電源回路 125、A/D (Analogue/Digital) 変換器 126、画像処理回路 127、基板電圧発生回路 130、D/A (Digital/Analogue) 変換器 131

10

20

30

40

50

、 A / D 変換器 1 3 2、ならびに増幅器 1 3 3 および 1 3 4 からなる。

【 0 0 2 6 】

C P U 1 2 1 は、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 のシステムコントローラ 2 0 2 とデータ通信を行い、内視鏡制御部 1 2 0 の各部を統合的に制御する。タイミングジェネレータ 1 2 2 は、C P U 1 2 1 の制御の下、タイミングコントローラ 2 0 6 から供給されるクロックパルスに従って、C C D 1 0 8 を電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御するよう駆動信号を生成する。詳しくは、タイミングジェネレータ 1 2 2 は、垂直駆動信号を生成して C C D 垂直クロックドライバ 1 2 3 に出力し、水平駆動信号を生成して C C D 水平クロックドライバ 1 2 4 に出力する。C C D 垂直クロックドライバ 1 2 3 は、垂直駆動信号を受けて、C C D 1 0 8 の Vdriv 端子に垂直クロックを出力する。また、C C D 水平クロックドライバ 1 2 4 は、水平駆動信号を受けて、C C D 1 0 8 の Hdriv 端子に水平クロックを出力する。電源回路 1 2 5 は、C C D 1 0 8 を駆動するための電源電圧（例えば + 1 5 V、- 8 V）を所定のタイミングで C C D 1 0 8 に供給する。

10

【 0 0 2 7 】

C C D 1 0 8 は、入力される垂直および水平クロックに従って、光電変換された撮像信号を読み出す。C C D 1 0 8 から読み出された撮像信号は、A / D 変換器 1 2 6 によってデジタル信号に変換され、画像処理回路 1 2 7 に入力される。画像処理回路 1 2 7 は、C P U 1 2 1 の制御に従って、入力されたデジタル画像データに対して、ブランキング、クランプ、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などの各画像処理を施す。当該処理の為に適用されるデータは、メモリ 1 1 4 に格納され、C P U 1 2 1 によって読み出される。これにより、電子内視鏡毎の C C D の色分光特性、ライトガイド 7 の分光特性のばらつきを調整することができる。画像処理回路 1 2 7 にて処理された画像信号は、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 の画像処理ユニット 2 2 0 に出力される。

20

【 0 0 2 8 】

基板電圧発生回路 1 3 0 は、C P U 1 2 1 の制御に従って、C C D 1 0 8 の Vsub 端子に印加される基板電圧を発生する。ここで、基板電圧の値は一般的に C C D 1 0 8 の種類（仕様）に応じて決められている。しかしながら、基板電圧発生回路 1 3 0 と C C D 1 0 8 は、長尺のケーブル 1 0 9 によって接続されているため、基板電圧発生回路 1 3 0 で発生した基板電圧は、ケーブル 1 0 9 の配線抵抗などによって降下してしまう。また、その降下率はケーブル 1 0 9 の長さなどによって異なる。さらに、電子シャッタ使用時には、C P U 1 2 1 の制御の下、C C D 1 0 8 の Vsub 端子に電荷掃捨パルスが入力される。具体的には、C P U 1 2 1 の制御に従って、基板電圧発生回路 1 3 0 によって発生される基板電圧が瞬間的に上昇される。この場合、電荷掃捨パルスの立下り後に、C C D 1 0 8 に印加される基板電圧が変動してしまうことがある。そのため、本実施形態では、電子内視鏡の種類および電子シャッタによる基板電圧の変動を考慮した、基板電圧の制御を行う。

30

【 0 0 2 9 】

詳しくは、まず、C P U 1 2 1 は、メモリ 1 1 4 から読み出した電子内視鏡 1 0 0 の固有情報から、C C D 1 0 8 の定格の基板電圧値 Vsub-s を読み出す。続いて、C P U 1 2 1 は、電子内視鏡 1 0 0 の固有情報から、ケーブル 1 0 9 の仕様に関する情報を読み出す。そして、ケーブル 1 0 9 の長さや配線抵抗に基づき、ケーブル 1 0 9 による電圧の降下値 Vsub-d を算出する。そして、C C D 1 0 8 の定格基板電圧値 Vsub-s に、降下値 Vsub-d を加えた電圧値を目標基板電圧 Vsub-t とし、基板発生回路 1 3 0 に指示する。基板電圧発生回路 1 3 0 は、C P U 1 2 1 からの指示に基づき、基板電圧を発生する。基板発生回路 1 3 0 にて発生された基板電圧は、D / A 変換器 1 3 1 でアナログ信号に変換され、増幅器 1 3 3 によって増幅された後、ケーブル 1 0 9 を通って C C D 1 0 8 の Vsub 端子に入力される。

40

【 0 0 3 0 】

さらに、本実施形態では、C C D 1 0 8 の Vsub 端子に実際に入力される基板電圧の値が検出され、C P U 1 2 1 にフィードバックされる。具体的には、C C D 1 0 8 の Vsub 端子

50

に入力される基板電圧値 V_{sub-a} が増幅器134にて増幅され、A/D変換器132でデジタル信号に変換されて、CPU121に入力される。CPU121では、フィードバックされてきた検出基板電圧値 V_{sub-a} と、目標基板電圧値 V_{sub-t} とを比較し、検出基板電圧値 V_{sub-a} が目標基板電圧値 V_{sub-t} と一致するように、基板電圧発生回路130で発生させる基板電圧の値を調整し、基板電圧発生回路130に指示する。具体的には、目標基板電圧値 V_{sub-t} と検出基板電圧値 V_{sub-a} の差分を目標基板電圧値 V_{sub-t} に加えた（または減じた）電圧値を基板電圧発生回路130に指示する。これにより、CCD108に安定した基板電圧を供給することが可能となる。

【0031】

このように、本実施形態では、メモリ114に記憶される電子内視鏡の固有情報に基づいて、電子内視鏡の種類に応じた適切な基板電圧を設定することが可能となる。また、CCD108に入力される基板電圧を検出してフィードバック制御することで、電子シャッタによって基板電圧が変動した場合も、基板電圧値を目標値となるよう調整する（増減する）ことができる。これにより、CCD108を安定して駆動することが可能となり、画像のノイズを低減することができる。

10

【0032】

以上が本発明の実施形態の説明であるが、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば、撮像素子として、CCD以外のイメージセンサ（CMOSなど）を用いることも可能である。また、電子内視鏡用プロセッサ200のシステムコントローラ202において、基板電圧発生回路130において発生する基板電圧の値を制御する構成としても良い。

20

【0033】

さらに、上記実施形態における基板電圧のフィードバック制御は、電子シャッタ機能がONの場合のみ行う構成としても良い。これにより、基板電圧の変動が発生する可能性が低い場合には、内視鏡制御部120における処理を軽減することが可能となる。

【0034】

さらに、CPU121は、電子シャッタによる基板電圧の変動に応じた補正信号を用いて、基板電圧を調整する構成としても良い。具体的には、CPU121は、最初に電荷掃捨パルスを入力した際の基板電圧の変動を検出する。この場合に検出される基板電圧を図3(a)に示す。そして、検出された基板電圧の変動部分を反転させて図3(b)に示す補正信号を生成し、メモリ114に記憶する。そして、電子シャッタ機能がONの場合には、目標基板電圧値 V_{sub-t} にメモリ114に記憶される補正信号を加えた基板電圧を出力するよう、基板電圧発生回路130に指示する。このような構成を備えることにより、フィードバック制御を常時行うことなく、CCD108に図3(c)に示されるような安定した基板電圧を供給することが可能となる。

30

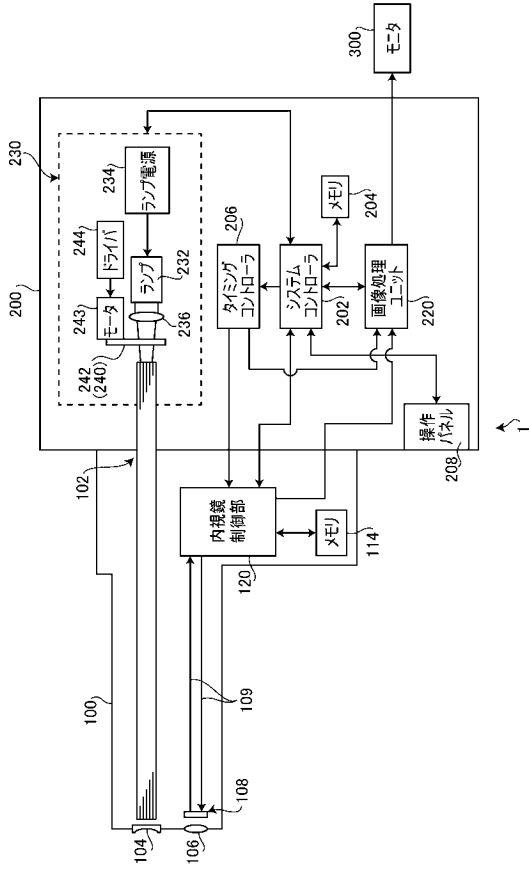
【符号の説明】

【0035】

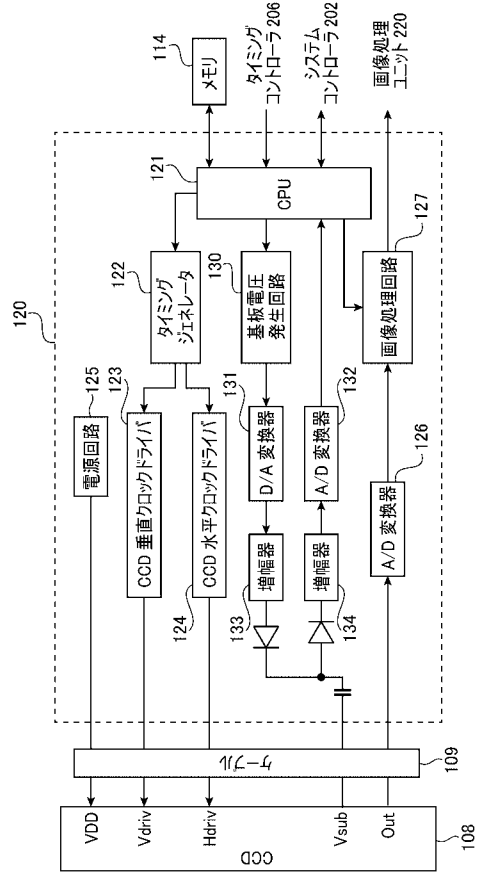
- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子内視鏡
- 108 CCD
- 114 メモリ
- 120 内視鏡制御部
- 121 CPU
- 130 基板電圧発生回路
- 200 電子内視鏡用プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 206 タイミングコントローラ
- 220 画像処理ユニット
- 300 モニタ

40

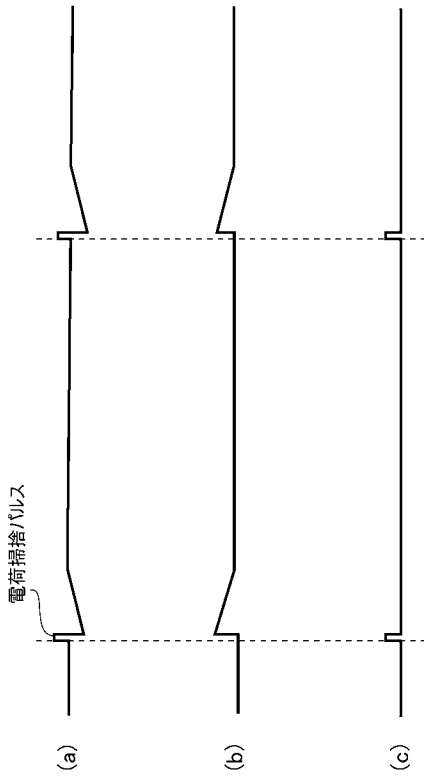
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



专利名称(译)	电子内窥镜和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014204923A	公开(公告)日	2014-10-30
申请号	JP2013085416	申请日	2013-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	大瀬浩司		
发明人	大瀬 浩司		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.362.A G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.640 A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/JJ11 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/SS03 4C161/SS06 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP6172738B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够根据电子内窥镜的类型适当地控制图像拾取元件的基板电压的电子内窥镜和电子内窥镜系统。图像拾取装置设置在电子内窥镜的尖端部分，用于存储电子内窥镜的唯一信息的存储器，用于生成施加到图像拾取装置的基板电压的基板电压产生单元以及图像拾取装置。一种电子内窥镜，包括：检测单元，其检测施加到所述基板的基板电压值；以及控制单元，其控制所述基板电压产生单元，其中，所述控制单元基于存储在存储器中的唯一信息，获得目标基板电压值，并且调整由基板电压生成装置生成的基板电压的值，以使得由检测装置检测到的基板电压值与目标基板电压值基本匹配。 [选择图]图2

